

Aus der Universitäts-Frauenklinik Erlangen
Direktor: Professor Dr. med. R. Dyroff

Dosisverteilung im kleinen Becken bei Konvergenzbestrahlung

INAUGURAL-DISSERTATION

zur

Erlangung der Doktorwürde

der

Hohen Medizinischen Fakultät

der

Friedrich-Alexander-Universität

zu

Erlangen

Vorgelegt von

PHILIPP MÜLLER

Zahnarzt aus Fürth/Bay.

Dekan: Prof. Dr. C. Korth

Referent: Prof. Dr. R. Dyroff

Tag der mündlichen Prüfung: 23. 6. 1956

RADIOLOGIA CLINICA

Internationale Radiologische Rundschau - International Radiological Review

Revue Internationale de Radiologie - Rivista Radiologica Internazionale

Redactor: M. LÜDIN - Basel

BASEL (Schweiz)

S. KARGER

NEW YORK

Separatum Vol. 27, No. 2 (März 1958)

Printed in Switzerland

Müller, P.: Radiol. clin. 27: 92-113 (1958)

Aus dem Strahleninstitut (Leiter: Priv.-Doz. Dr. H. J. Maurer)
der Universitäts-Frauenklinik (Direktor: Prof. Dr. R. Dyroff) Erlangen

Zur Bewegungsbestrahlung gynäkologischer Tumoren im kleinen Becken

VI. Mitteilung

Zur Anwendung der Konvergenzbestrahlung bei der Bestrahlung der Parametrien
unter besonderer Berücksichtigung der Dosisverteilung im kleinen Becken

Von Philipp MÜLLER



Einleitung

1. Das Dosierungsproblem

Für die Röntgentiefentherapie bedeutet die Entwicklung der Bewegungsbestrahlung zweifellos einen großen Fortschritt. Sie kehrt das Verhältnis zwischen Oberflächendosis und Tiefendosis geradezu um. Die Höhe der Gesamtdosis richtet sich nur noch selten nach der Hauttoleranz, sondern meist nach der Tumorreaktion und der Belastung der gesunden Umgebung. Aber auch bei der Bewegungsbestrahlung ist zu einer erfolgreichen Therapie die Aufstellung eines gründlich vorbereiteten Bestrahlungsplanes erforderlich. Die hohen Heilungsziffern führender Strahleninstitute dürfen nicht darüber hinwegtäuschen, daß der gewünschte Erfolg wesentlich davon abhängt, daß in jedem Einzelfall

- a) die räumliche Ausdehnung und Lage des Herdfeldes,
- b) die Dosisverteilung im gesamten durchstrahlten Raum und
- c) die absolute Größe der Herddosis in «Röntgen»

festgelegt werden kann.

Dies ist auf verschiedenen Wegen möglich. Das Verfahren der Berechnung aus Tabellen oder Kurven gibt meist nur über das Ver-

hältnis der Herddosis zur Oberflächendosis und die Größe der Herddosis Aufschluß, u. U. auch – wie z. B. beim Pendel-Gerät nach Prof. Kohler – über die Ausdehnung des Herdfeldes.

Die ideale Lösung ist die, daß Isodosenblätter benutzt werden, aus denen sowohl die Dosisverteilung als auch unter Verwendung gleichzeitig angegebener Faktoren aus dem in freier Luft gemessenen Röntgenwert der Röhre die Herd- und die Oberflächendosis errechnet werden können. Dies setzt jedoch voraus, daß

- a) unter Standardbedingungen gearbeitet wird, d. h., daß die Röhre sich jeweils in einem genau festgelegten Raumwinkel bewegt, und
- b) Größe und Lage des Herdfeldes im einzelnen bekannt sind.

Beim Konvergenzstrahler ist die räumliche Bewegung der Röhre festgelegt, so daß nur noch Herdfeldblende und Abstandstabus je nach Lage des Falles zu wählen sind. Daraus folgt, daß für jede Herdfeldblenden-Abstandstabus-Kombination die entsprechende Isodosenverteilung ermittelt sein muß.

2. Einfluß der Meßkammergröße

Es muß jedoch mit der Möglichkeit gerechnet werden, daß bei Benutzung verschieden großer Meßkammern, mit denen die Isodosen ermittelt werden, die Herddosis, sowohl in bezug auf ihre Höhe als auch auf ihre räumliche Verteilung, im Isodosenblatt verschieden dargestellt wird. Wäre die Dosis innerhalb eines großen Bereiches homogen, so würde die Größe der Meßkammer ohne Einfluß auf die Meßgenauigkeit sein. Vielfach wird aber das Dosismaximum auf ein winziges, mit den gebräuchlichen Kammern nicht mehr erfaßbares Gebiet beschränkt sein. Je kleiner das Herdfeld und je größer das Kammervolumen ist, um so flacher und verbreiteter erscheint das ermittelte Dosismaximum, und es kann sich eine erhebliche Diskrepanz zwischen dem wahren und dem gemessenen Wert ergeben.

3. Knocheneinflüsse

Die Standardisodosen des Konvergenzstrahlers beziehen sich auf Messungen im Wasserphantom mit ebener Oberfläche. Bekannt ist aber, daß bei der klinischen Anwendung Abweichungen auftreten, die durch Oberflächenkrümmung, Rückstreuung, nicht wasseräquivalent absorbierende Gewebe usw. bedingt sind. Sie müssen bei jeder Dosisberechnung durch entsprechende Korrekturfaktoren kompensiert werden, was nur dann möglich ist, wenn sie einigermaßen sicher bestimmt werden können. Dies gilt insbesondere für die Knocheneinflüsse, die ja bei der Konvergenzbestrahlung gynäkologischer Tumoren eine große Rolle spielen. Der Therapeut ist hier in der mißlichen Lage, daß weder der «Knochenfaktor», der ein Maß für die Verkleinerung des Dosismaximums im Becken gegenüber dem in reinem Wasser gemessenen Wert darstellt, noch viel weniger die Abweichungen der Isodosenverteilung infolge der im Bestrahlungsfeld liegenden Knochen genau bekannt sind. Da es sich hier meist darum handelt, zusätzlich zur primären Radiumbehandlung die parametranen Lymphabflußwege oder auch Beckenwandrezidive zu be-

strahlen, wird auf eine Diskussion verzichtet, welche Röntgenenergien in den durchstrahlten Knochenpartien selbst umgesetzt werden. Es ist jedoch auf die Möglichkeit hinzuweisen, daß in einer ganz schmalen Knochenrandzone durch die aus dem Knochen austretenden Sekundärelektronen (*Spiers*) zusätzliche Wirkungen ausgelöst werden können, die entweder nur mit Spezialkammern gemessen oder rein rechnerisch größenordnungsmäßig abgeschätzt werden können.

Problemstellung

Es war zu erwarten, daß die Abweichungen der Isodosenverteilung im Becken gegenüber den Standardisodosen so unübersichtlich sind, daß sie in ihrer Gesamtheit nur durch direkte Messungen an einem Modell dargestellt werden können. Zu diesem Zwecke waren systematische Messungen mittels einer möglichst kleinen Kammer an einem in einem Wasserbecken eingesetzten Beckenring durchzuführen²⁷, um entscheiden zu können,

a) ob die Konvergenzbestrahlung eine hinreichende und homogene Erfassung der Parametrien ermöglicht,

b) inwieweit die Isodosen im kleinen Becken verändert werden,

c) welche Feldanordnung und welche Herdfeldblenden-Abstandstube-Kombinationen am geeignetsten sind,

d) ob bei bestimmter Felderwahl Blase und Rektum genügend ausgespart werden, und

e) ob durch Kombination mehrerer Konvergenzfelder eine günstigere Dosisverteilung zu erzielen ist.

Versuchsanordnung und Meßmethodik

Der von uns benutzte Phantomaufbau und die Meßanordnung sind aus Abbildung 1 ersichtlich. Ein im Vakuum mit Paraffin getränkter weiblicher Beckenring wurde in eine aus Zelluloid und Plexiglasstäben zusammengesetzte Halterung den anatomischen Verhältnissen entsprechend eingehängt. Die Beckenmaße lagen mit 10,5 cm (Diameter transversa) und etwa 9 cm (Conjugata vera) allerdings erheblich unter dem Durchschnitt. Die Halterung konnte umkehrbar derart in den mit Wasser gefüllten Plexiglasbehälter von $40 \times 33 \times 23$ cm eingesetzt werden, daß der Wasserspiegel entsprechend der komprimierten Weichteildecke bei Einstrahlung von ventral her 1 cm, von dorsal her 1,5 cm über der höchsten Knochenerhebung stand. Auf das Plexiglasgefäß wurde ein abnehmbares Koordinatensystem aufgesteckt, das von drei gegeneinander beliebig verschiebbaren Maßstäben gebildet wurde. Dies ermöglichte eine genaue räumliche Einstellung der Meßkammer, die, in einem Tischstativ ebenfalls verstellbar fixiert, durch Bohrungen mit Gummimanschetten in den Seitenwänden des Plexiglasphantoms eingeführt wurde. Die Kammer hat ein Luftvolumen von nur 16,7 mm³. Als Meßgerät benutzten wir das Momentan-Dosimeter nach *Bomke* in der ersten Ausführung mit Röntgenkammer. Um integrierend messen zu können, wurde das Motorpotentiometer abgeschaltet und mit dem Hand-

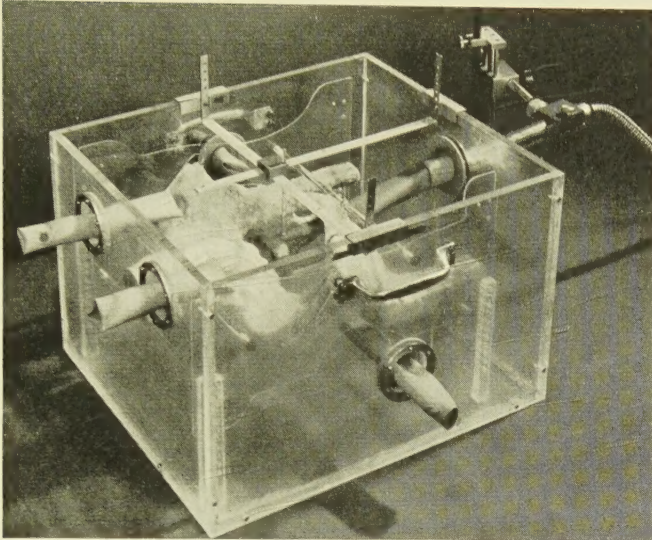


Abb. 1. Versuchsanordnung

potentiometer laufend kompensiert. Die Dosis wurde während eines vollen Ablaufes gemessen. Die Filterung betrug bei 200 kV und 20 mA 0,5 mm Cu (HWS von 1,0 mm Cu). Wenn sehr hohe, den Meßbereich des Dosimeters übersteigende Dosen zu erwarten waren, wurde die mA-Zahl herabgesetzt und der gemessene Wert wieder auf 20 mA umgerechnet. Sämtliche Messungen wurden mit dem Abstandstabus 9 cm, der dem halben sagittalen Beckendurchmesser entsprach, und den Herdfeldblenden 2, 3 und 4 cm sowohl bei ventraler Einstrahlung, als auch – nach Umkehrung des Beckens – bei dorsaler Einstellung durchgeführt.

Ein Beckenaufsichtsschema (Abb. 2) gibt über die Lage des Konvergenzpunktes Aufschluß. Er lag konstant 1 cm medianwärts der seitlichen Beckenwand in einer durch die Buchstaben A–A gekennzeichneten Horizontalebene, die durch die Linea interspinalis und das Collum uteri führt. Um die räumliche Isodosenverteilung zu erfassen, wurde nicht nur in dieser «Zentralebene», sondern auch in Parallelschnitten in cranialer und caudaler Richtung gemessen (vgl. Abb. 3). In cranialer Richtung verläuft die Ebene B–B in 2,2 cm Abstand durch das Corpus uteri und Ebene C–C in 4,4 cm Entfernung nächst den vorderen oberen Darmbeinstacheln. Caudalwärts sind die Schnitte D–D durch den oberen Symphysenrand, und E–E durch den Arcus pubis, ersterer 2,2 cm, letzterer 4,8 cm caudalwärts von der Zentralebene, gelegt. Der Abstand der Meßpunkte innerhalb

Abb. 2

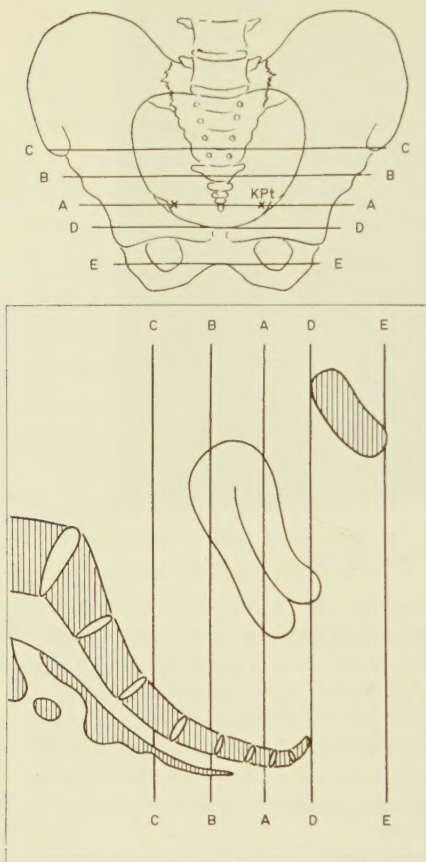


Abb. 3

Abb. 4

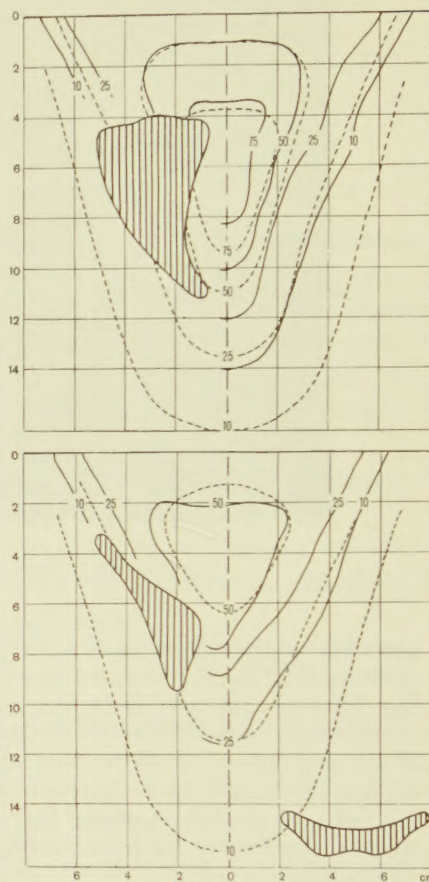


Abb. 5

Abb. 2. Lage des Konvergenzpunktes und der Meßebenen; dargestellt an einem Beckenaufsichtsschema.

Abb. 3. Schematisierter Medianschnitt durch das weibliche Becken mit eingezeichneten Meßebenen.

Abb. 4. Dosisverteilung in der Zentralebene.

ausgezogen: im knöchernen Becken; gestrichelt: Standard-I. im Wasser.

Hfbl. 3 cm

Einstr. von ventral

Abst. T. 9 cm

$D_{\max} = 100\% = 160 \text{ r}$

Abb. 5. Dosisverteilung in der Ebene B.

Hfbl. 3 cm

Einstr. von ventral

Abst. T. 9 cm

$D_{\max} = 100\% = 160 \text{ r}$

dieser Ebenen betrug bei den Herdfeldblenden 3 und 4 cm je 1 cm. Durch maßstabgetreue Aufzeichnung der Meßwerte entstand so für jeden Schnitt eine Wertetafel. Der in der Zentralebene gemessene höchste Wert, das Dosismaximum ($D_{\max}$), wurde gleich 100 % gesetzt und die Isodosen für 75, 50, 25 und 10 % in den zusammengehörigen Schnitten unter graphischer Interpolation der Meßwerte eingezeichnet. Unter «Herdraum» wird derjenige Raum verstanden, der innerhalb der 75 %-Isodose liegt, in dem also alle Meßwerte wenigstens 75 % des Dosismaximums betragen. Das «Herdfeld», das den Schnitt einer beliebigen Ebene durch diesen Raum darstellt, erscheint je nach der Schnittführung verschieden groß. Meist wird mit «Herdfeld» nur die Größe derjenigen Fläche bezeichnet, die in einer bestimmten Haupt- oder Zentralebene liegt. Aus Gründen der besseren Anschaulichkeit kann hier jedoch nicht auf diese weiter gefaßte Definition des Begriffes «Herdfeld» verzichtet werden. Im Vergleich zum reinen Wasserphantom, in dem die Isodosenflächen Axialsymmetrie besitzen, war zu erwarten, daß infolge der Knocheneinflüsse die Isodosen auch in sagittaler Richtung stark beeinflußt werden. Um die Herdfeldgrößen und die Isodosenausdehnungen auch in dieser Richtung zeigen zu können, wurden für die Herdfeldblenden 2 cm und 3 cm die Meßwerte so zusammengestellt, daß Frontalschnitte für 4 bis 12 cm Tiefe entstanden.

Meßergebnisse

Die folgenden Abbildungen veranschaulichen, zunächst am Beispiel der Herdfeldblende 3 cm, den Isodosenverlauf im Becken bei Einstrahlung über ein Feld. Außerdem sind die Knochenkonturen und (gestrichelt) die Standardisodosen eingetragen, die für die Parallelschnitte durch geometrische Konstruktion aus der Standardisodose der Zentralebene gewonnen wurden.

Schon ein kurzer Überblick zeigt, daß im kleinen Becken die Isodosen stark verzerrt sind, und daß das außerdem auch zahlenmäßig niedrigere Dosismaximum sehr an Tiefe verloren hat.

Im einzelnen kann über die Dosisverteilung im kleinen Becken im Verhältnis zu den Standardisodosen folgendes ausgesagt werden:

Bei Verwendung der *Herdfeldblende 3 cm* erscheint bei ventralem Strahleneinfall das Herdfeld in der Zentralebene (Abb. 4) etwa birnenförmig. Der Flächeninhalt ist um einen Drittel, die relative Tiefenlage um 0,8 cm geringer als in Wasser. Gegenüber dem Knochenmassiv, peripherwärts nach unten abfallend, sind die Isodosen

Abb. 6

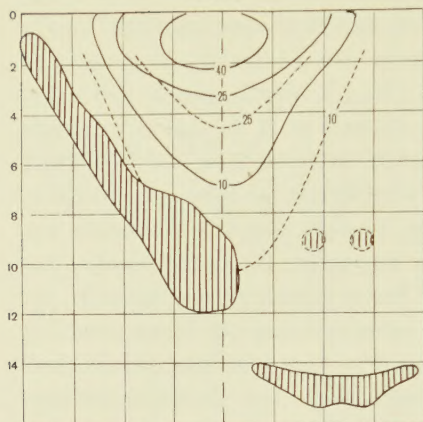
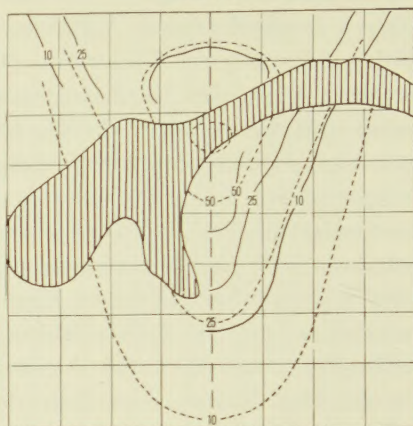
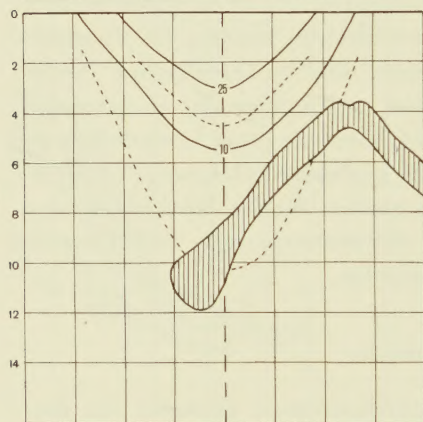


Abb. 7



8



9

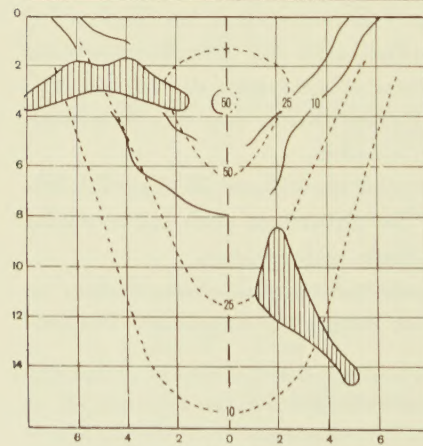
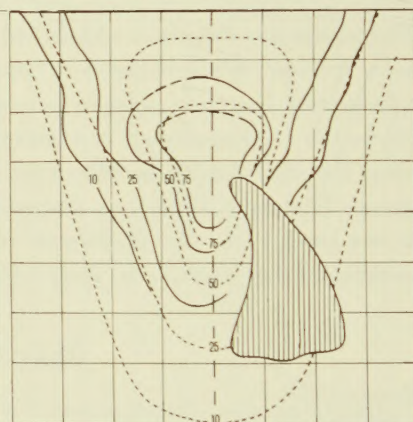


Abb. 10

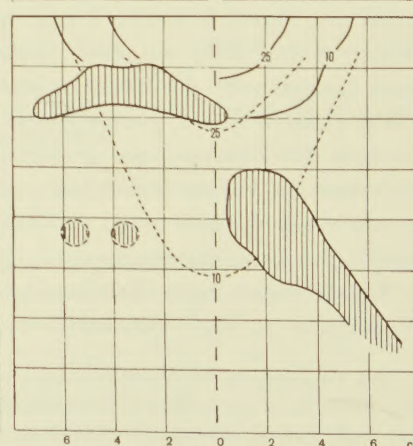


Abb. 11

cm

erheblich eingebuchtet, sodaß der Eindruck eines randwärts zunehmend kompensierten «Abklatsches» der Knochenwand entsteht. Auch in der Nähe der Oberfläche scheinen die Isodosen in Richtung zur Achse etwas eingezogen, obwohl der umgekehrte Effekt zu erwarten war, da ja die absolute Oberflächenverteilung praktisch durch den Knochen nicht beeinflusst werden kann. Infolgedessen hätten die 10%-, bzw. 25%-Isodose wegen des niedrigen Dosismaximums nach außen rücken müssen. Allerdings ist hier auch die Meßgenauigkeit infolge der kleinen Meßwerte nicht sehr groß.

An den Parallelschnitten der Abbildungen 5 bis 8 fällt auf, daß in der nächstgelegenen Kaudal- wie auch Kranialebene (Abb. 5 bzw. 7) die 50%-Isodose sehr weit ausläßt und beträchtlich tiefer reicht als die entsprechende Standardisodose. In den beiden kaudalen Schnitten (Abb. 7 und 8) liegen die Isodosen annähernd symmetrisch, kranialwärts dagegen sind sie zur Beckenwand hin verschoben.

Bei dorsaler Einstrahlung ist die Dosisverteilung günstiger (Abb. 9–13), wobei das Dosismaximum um 25% höher war als beim Bauchfeld.

In der Zentralebene (Abb. 9) ist das Herdfeld pilzförmig, um ein Viertel kleiner als das der Standardisodose und bei gleicher relativer Tiefenlage etwas nach median verschoben. Die Pilzform entsteht durch bilaterale Ausbuchtungen in 5 cm Tiefe, deren Einfluß auch noch die Randisodosen verzerrt. 2,2 cm kranialwärts (Abb. 10) wurden noch beinahe punktförmig 50% der $D_{\max}$ gemessen.

In dieser wie auch in der nächsten Ebene C–C (Abb. 11) ist die Isodosenausdehnung lateral nur wenig, axial aber um mehr als die Hälfte geringer als in Wasser. Am kaudalen Schnitt D–D (Abb. 12) ist besonders bemerkenswert, daß hier das

Abb. 6. Dosisverteilung in der Ebene C.

Hfbl.	3 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 160 \text{ r}$

Abb. 7. Dosisverteilung in der Ebene D:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 160 \text{ r}$

Abb. 8. Dosisverteilung in der Ebene E:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 160 \text{ r}$

Abb. 9. Dosisverteilung in der Zentralebene:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von dorsal
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 200 \text{ r}$

Abb. 10. Dosisverteilung in der Ebene B:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von dorsal
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 200 \text{ r}$

Abb. 11. Dosisverteilung in der Ebene C:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von dorsal
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 200 \text{ r}$

Abb. 12

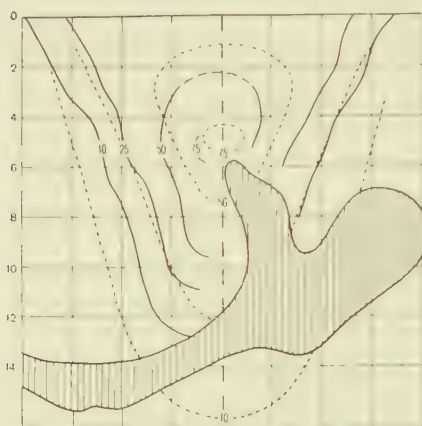
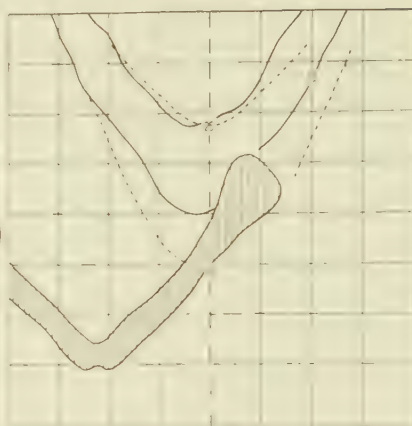
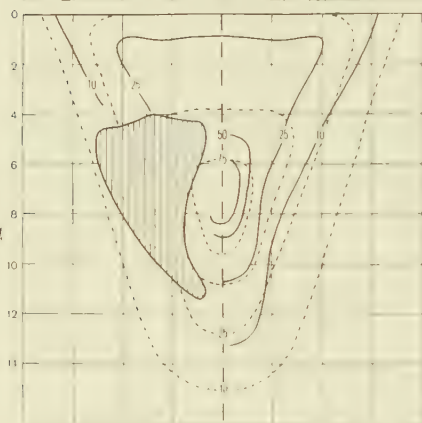


Abb. 13



14



15

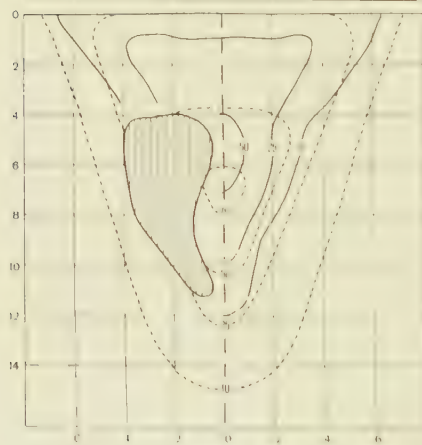
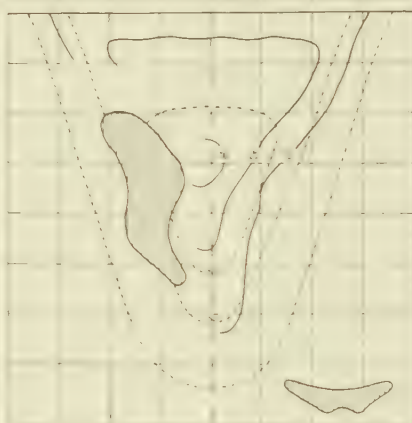


Abb. 16

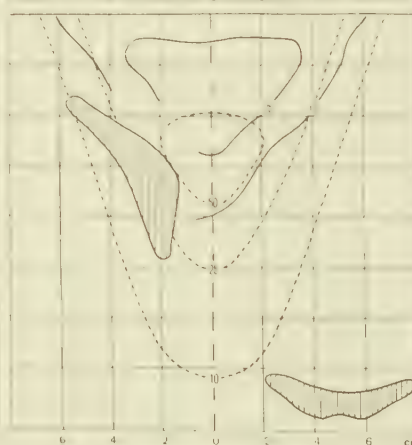


Abb. 17

75%-Gebiet in alter Höhe etwas vom Knochen abgedrängt erscheint, während die 50%-Isodose sehr weit nach unten ausläßt. Im übrigen ist auch im Schnitt E-E (Abb. 13) die Isodosenverteilung noch annähernd symmetrisch, die Achse ist jedoch um 0,5 cm medianwärts verlagert.

Für die *Herdfeldblende* 2 cm wurde im Bereich des Bauchfeldes der Abstand nicht nur der Meßpunkte, sondern auch der Schnitte, in denen gemessen wurde, kleiner gewählt. Er betrug jeweils nur 0,5 cm, so daß in insgesamt 13 Ebenen die Dosisverteilung ermittelt wurde. Es sollen jedoch im folgenden nur einige charakteristische Schnitte besprochen werden.

Schon in der Zentralebene (Abb. 14) ist das Herdfeld erheblich kleiner geworden. Die 25%-Isodose hat fast Dreiecks-Form. Sowohl 1 cm kranial (Abb. 15) als auch 1 cm kaudal (Abb. 16) wird der Herdraum nicht mehr angeschnitten und das von der 50%-Isodose eingeschlossene Gebiet ist auf einen kleinen Rest zusammengesmolzen. 2 cm kranialwärts der Zentralebene (Abb. 17) wurden nur noch höchstens 35% der $D_{\max}$ gemessen.

Aus den Frontalschnitten (Abb. 18) ist zu ersehen, daß die Isodosen infolge kranio-kaudaler Einengungen annähernd queroval, entsprechend der Form des weiblichen Beckens verlaufen. Das Verhältnis beider Achsen zueinander beträgt 3:4. In 5–7 cm Tiefe treten Isodoseneinziehungen medio-kranial gegenüber der Spina auf.

Das um die gleiche Einstellachse angeordnete Rückenfeld ergibt auch bei dieser Herdfeldblende eine vorteilhaftere Dosisverteilung als das Abdominalfeld (vgl. Abb. 14). In der Zentralebene (Abb. 19) reicht das Herdfeld ebenso tief wie die 50%-Isodose bei ventralem Strahleneinfall. Die nur 1,8 cm vom Zentralschnitt

Abb. 12. Dosisverteilung in der Ebene D:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von dorsal
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 200 \text{ r}$

Abb. 13. Dosisverteilung in der Ebene E:

Hfbl.	3 cm	Einstr. von dorsal
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 200 \text{ r}$

Abb. 14. Dosisverteilung in der Zentralebene:

Hfbl.	2 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 118 \text{ r}$

Abb. 15. Dosisverteilung 1 cm kranial von der Zentralebene

Hfbl.	2 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 118 \text{ r}$

Abb. 16. Dosisverteilung 1 cm kaudal von der Zentralebene:

Hfbl.	2 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 118 \text{ r}$

Abb. 17. Dosisverteilung 2 cm kranial von der Zentralebene:

Hfbl.	2 cm	Einstr. von ventral
Abst. T.	9 cm	$D_{\max} = 100\% = 118 \text{ r}$

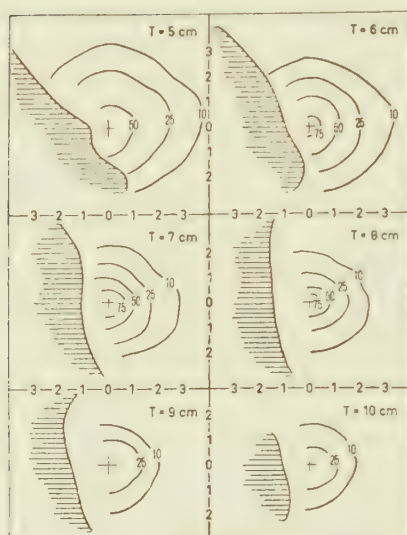


Abb. 18

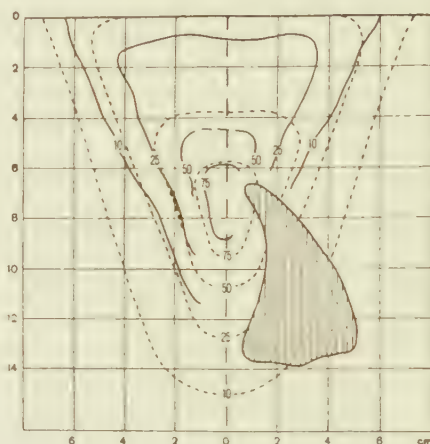


Abb. 19

Abb. 18. Dosisverteilung in Frontalschnitten verschiedener Tiefen:

Hfbl. 2 cm

Abst. T. 9 cm

Einstr. von ventral

 $D_{\max} = 100\% = 118 \text{ r}$

Abb. 19. Dosisverteilung in der Zentralebene:

Abst. T. 9 cm

Einstr. von dorsal

entfernte Symphysenebene D-D (Abb. 20) erfaßt jedoch kaum noch den 50%-Bereich, und die Ebene B-B (Abb. 21) schneidet lediglich noch die 25%-Isodose, so daß die Beckenwand in diesen Bezirken praktisch schon außerhalb des Strahlenkegels bleibt.

Bei Verwendung der Herdfeldblende 4 cm ergab sich eine ähnliche, im Verhältnis zu den Standardisodosen aber vorteilhaftere Dosisverteilung (siehe Abb. 22) als mit der Herdfeldblende 3 cm. Sie zeichnet sich durch eine größere Homogenität innerhalb des Kerngebietes und einen relativ flachen Abfall zur Beckenwand, bzw. zur Beckenmitte hin aus.

Diskussion

Wie schon *du Mesnil*⁹ eindeutig zeigen konnte, entstehen infolge der starken Abhängigkeit der Größe des Herdraumes von der Herdfeldblenden-Abstandstabus-Kombination insbesondere dann, wenn mit kleiner Blende und kurzem Abstandstabus gearbeitet wird, ausgesprochene Dosispitzen, die sehr leicht kaustisch wirken können. Unsere Phantommessungen bestätigen diese Erfahrung.

Abb. 20

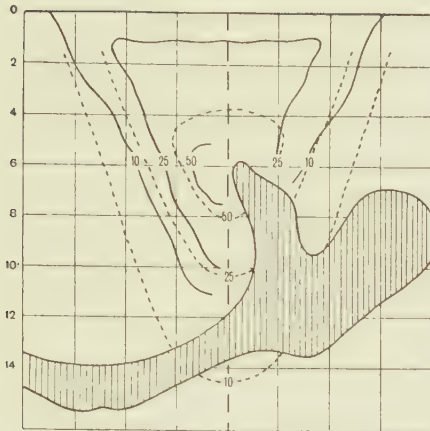


Abb. 21

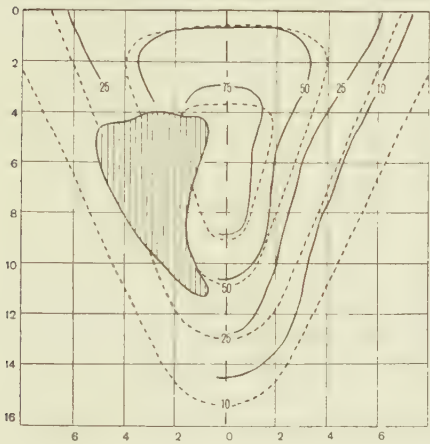
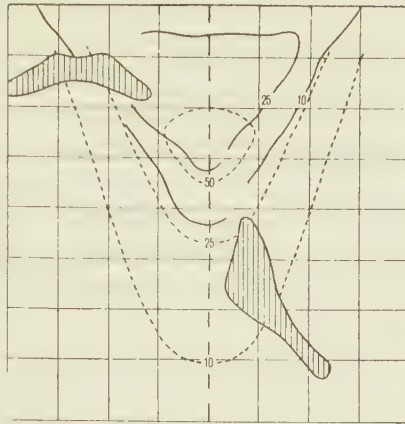


Abb. 22

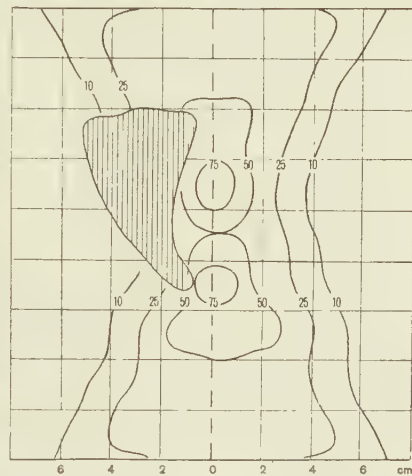


Abb. 23

Abb. 20. Dosisverteilung in der Ebene D:

Hfbl. 2 cm

Einstr. von dorsal

Abst. T. 9 cm

Abb. 21. Dosisverteilung in der Ebene B:

Hfbl. 2 cm

Einstr. von dorsal

Abst. T. 9 cm

Abb. 22. Dosisverteilung in der Zentralebene:

Hfbl. 4 cm

Einstr. von ventral

Abst. T. 9 cm

 $D_{\max} = 100\% = 270 \text{ r}$

Abb. 23. Summenisodosen in der Zentralebene bei zweiseitiger Bestrahlung:

Hfbl. 3 cm

Einstr. von ventral und dorsal

Abst. T. 9 cm

 $D_{\max} = 100\% = 260 \text{ r}$

Dabei ist noch zu bemerken, daß auf die Anwendung des Abstandstabus 11 cm, der entsprechend dem Sagittaldurchmesser unseres Beckenphantoms hätte verwendet werden müssen, verzichtet wurde, um Überschneidungen mit noch ungünstigeren Dosisverhältnissen als bei Aneinanderlagerung der Felder zu vermeiden.

In der folgenden Tabelle sind Größe und Tiefenlage der Herdfelder im Zentralschnitt in Wasser und im knöchernen Becken einander gegenübergestellt. Soweit die Herdgebiete in Knochennähe aus anatomischen oder technischen Gründen (Beckenhalterung, Kammergröße) nicht durch Messungen erfaßt werden konnten, wurden sie durch die Werte des medianen Feldabschnittes ergänzt.

TABELLE. Gegenüberstellung der Herdfelder in der Zentralebene:

		Hfbl. 2 cm		Hfbl. 3 cm		Hfbl. 4 cm	
		H ₂ O	Becken	H ₂ O	Becken	H ₂ O	Becken
Abstand: $h^2/3$ -KPkt.		1,9 cm	2,4 cm	3,3 cm	3,9 cm	3,5 cm	4,1 cm
Feldhöhe		3,8 cm	2,7 cm	5,6 cm	4,9 cm	5,4 cm	5,8 cm
Feldbreite:							
a) maximal		2,5 cm	1,5 cm	3,9 cm	3 cm	3,8 cm	3 cm
b) in $h/2$		2,2 cm	1,4 cm	2,9 cm	1,9 cm	2,9 cm	2,2 cm
Flächeninhalt		7,1 cm ²	2,9 cm ²	15 cm ²	10 cm ²	14,5 cm ²	12,5 cm ²
rel. OD:							
a) ventral		28 ‰	22 ‰	36 ‰	41 ‰	45 ‰	51 ‰
d) dorsal					34 ‰		
Herdraumverhältnis		35 ‰		45 ‰		65 ‰	

a) im Wasser (-----); b) im Becken (———).

Um zahlenmäßig etwas über die Lage des Herdfeldes aussagen zu können, wird nicht der in der halben Höhe des Feldes liegende «Mittelpunkt», sondern ein in zwei Drittel der Feldhöhe befindlicher Punkt – sozusagen der «Schwerpunkt» – betrachtet, da bei der Form

der Herdgebiete der relativ größere Wirkungsanteil im oberen Drittel liegt. Die prozentuale Verschiebung dieses Punktes gegenüber den Wasserwerten vom Konvergenzpunkt in Richtung zur Körperoberfläche ist um so beträchtlicher, je kleiner die Herdfeldblende ist. Sie beträgt bei Hfbl. 2 cm 26 %, bei den Hfbl. 3 und 4 cm 18 % und 17 %. Die Feldhöhe wie auch die Feldbreite nehmen deutlich ab. Entsprechend wird auch die Fläche kleiner, deren Einbuße bei Hfbl. 2 cm rund drei Fünftel, bei Hfbl. 3 cm ein Drittel und bei Hfbl. 4 cm etwa ein Fünftel gegenüber den Standardisodosen beträgt. Hinzu kommt, daß, wie schon die Frontalschnitte erwiesen haben, der Herdraum cranio-caudal zusätzlich komprimiert ist. Um die Volumina der Herdräume im Wasser und im Becken vergleichen zu können, wurde so vorgegangen, daß der Flächeninhalt des Herdfeldes mit der halben Breite in halber Höhe multipliziert wurde. Ferner wurde die cranio-caudale Einziehung durch einen entsprechenden Faktor berücksichtigt, wobei das Volumen in Wasser gleich 100 % gesetzt wurde. Die in der Tabelle angegebenen Werte von 35 %, 45 % und 65 % können infolgedessen nur unter Berücksichtigung des angewandten groben Verfahrens betrachtet werden. Sie zeigen aber doch, wie klein der Herdraum durch den Einfluß des Beckenknochens geworden ist.

Die rel. OD ist bei den beiden größeren Herdfeldblenden sichtbar angestiegen, da die absolute $D_{\max}$ infolge Knochenabsorption geringer geworden ist. Eine Ausnahme scheint die Hfbl. 2 cm zu bilden. Wir glauben aber, daß dies darauf zurückzuführen ist, daß *Roßmann*³⁸ mit einer größeren Meßkammer gearbeitet und deshalb eine zu geringe $D_{\max}$ erhalten hat. Mit einer kleineren Kammer wäre wahrscheinlich auch im Wasser ein höheres Maximum gemessen worden.

Das Ausmaß der Dosisabnahme im Herdgebiet ist weitgehend von Lage und Volumen des durchstrahlten Knochens abhängig. Je tiefer gelegen und schärfer ausgeblendet der Herdraum ist, desto stärker wirkt sich die «Abschirmung» aus.

Daß das Rückenfeld im allgemeinen günstigere Dosisverhältnisse ergab, liegt an den anatomischen Gegebenheiten. Die von dorsal eintretenden Strahlen gelangen durch große Knochenlücken, insbesondere die Foramina ischiadica, in das kleine Becken. Die Einstrahlung von ventral wird dagegen sehr behindert durch die beträchtlichen seitlichen Knochenmassen des Darmbeines usw., deren Einfluß nur durch bedeutende Erhöhung der Röhrenspannung herabgesetzt werden könnte. Härtere Strahlungen würden überdies auch den Knochen selbst relativ schonen.

Ferner sei darauf hingewiesen, daß besonders den Abbildungen 5, 15, 16 und 17 entnommen werden kann, daß die Isodosen vom Knochen «angezogen» werden. Allerdings ist hierzu zu bemerken, daß aus technischen Gründen der Isodosenverlauf in der Nähe des Knochens nicht exakt bestimmt werden konnte. Für den Fall, daß z. B. die 50 %-Isodosen im Wasser und im Becken an der gleichen Stelle erscheinen (Abb. 7), ist zu sagen, daß bei Berücksichtigung der Absolutwerte auch hier eine Verlagerung in Richtung zum Knochen stattgefunden hat. Ob jedoch diese «Anziehung» auch dann erfolgt, wenn das Herdfeld weiter in den freien Bauchraum hineingelegt wird, muß zunächst noch offen gelassen werden.

Die Beeinflussung der Rückenfelder unterscheidet sich von jener der Abdominalfelder nicht grundsätzlich. Auf ihre Erörterung in diesem Zusammenhang kann deshalb verzichtet werden.

Die Dosisverteilung an der Spina ischiadica, an der besonders häufig Rezidive auftreten (Meyer²³), zeigt, daß ein einziges Konvergenzfeld lediglich zur Vernichtung eines kleinen Rezidivknotens unter der Voraussetzung einer sehr exakten Einstelltechnik ausreichen würde.

Das gesamte parametran Tumorausbreitungsgebiet kann jedoch nur durch Kombination mehrerer Felder erfaßt werden. Grundbedingung hierbei ist aber, daß die Felder so aneinander- und gegeneinandergelegt werden können, daß das etwa sattelförmige, 3 bis 4 cm breite Gebiet neben dem radiumbestrahlten Mittelraum homogen ausgeleuchtet wird (s. Abb. 23).

Dies kann mit dem Konvergenzgerät wegen des trichterförmigen Strahleneinfalls nicht im Wasser und noch viel weniger im knöchernen Becken erreicht werden. Werden nämlich Konvergenzfelder nebeneinandergesetzt, so müssen unliebsame Dosisüberschneidungen außerhalb des Herdgebietes in Kauf genommen werden. Dadurch wird die Belastung der Körperoberfläche wie auch der besonders strahlengefährdeten Hohlorgane Blase und Rektum höher und die relative TD geringer. In der Tiefe entstehen dementsprechend mehrere Dosismaxima. Dies gilt schon im Wasser allein. Da nun im Becken der Herdraum, vor allem in cranio-caudaler Richtung, erheblich kleiner geworden ist, müßten bei Parallelverschiebung der Feldachsen diese so nahe aneinandergelegt werden, daß die erwähnten Überschneidungen noch stärker werden.

Der von Wachsmann³⁷ angegebenen Möglichkeit, durch schräg

zueinander angesetzte Felder ein größeres Herdgebiet homogen ausstrahlen, stehen erhebliche Bedenken entgegen:

1. Der Vorteil der Kompression, die u. U. die Benutzung einer vorteilhafteren Hfbl.-Abst. Tub.-Kombination ermöglicht, kann nicht ausgenutzt werden.

2. In der Praxis wird die ohnehin schon beschränkte Sicherheit des Zentrierens der Kerngebiete in den Krankheitsherd noch weiter eingeschränkt.

Schon aus diesen Gründen verbietet sich die Verwendung der Herdfeldblende 2 cm mit ihrem überaus kleinen und extrem hohen Maximum für die perkutane Röntgenzusatzbestrahlung gynäkologischer Tumoren von vornherein.

Der steile Dosisabfall hinter dem Herdraum scheint die Einstrahlung über Gegenfelder, die um die gleiche Achse angeordnet sind, durchaus zu befürworten. Doch schon anhand der Standardisodosen – die Abbildungen 24 bis 26 zeigen die Summenisodosen von je einem Gegenfeldpaar bei verschiedenen Bedingungen – ist zu erkennen, daß Dosisspitzen mit möglicherweise kaustischer Wirkung nicht zu vermeiden sind. Dies gilt nicht nur dann, wenn sich die Kerngebiete teilweise überlagern (siehe Abb. 24), sondern auch in den Fällen, in

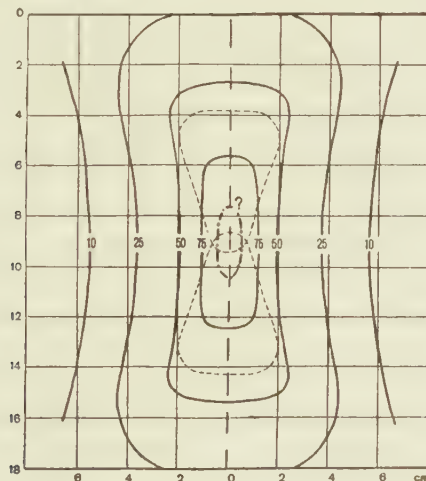


Abb. 24. Summenisodosen in Wasser bei zweiseitiger Bestrahlung:

Hfbl. 3 cm
Abst. T. 9 cm

Schichtdicke 18 cm
 $D_{\max} = 100\%$

denen sie aneinanderstoßen (Abb. 25) oder einen gewissen Abstand voneinander haben (Abb. 26). Im letzteren Falle, der in der Praxis sicherlich nicht selten sein wird, spaltet sich das Maximum auf, sodaß gerade im Tumorzentrum mit einer unerwünschten Unterdosierung zu rechnen ist, wie ferner auch Abbildung 23 beweist, in der unsere Meßergebnisse in der Zentralebene bei ventraler und dorsaler Einstrahlung graphisch addiert sind (vgl. Abb. 24). Zwischen den hochbelasteten, isolierten «Mikrofeldern» in 7 und 11 cm Tiefe sinkt die Dosis auf 50 % des Höchstwertes, an der Beckenwand sogar noch darüber hinaus, ab. Gerade diese Aufspaltung des Maximums, die sich ebenso wie die caudal-craniale Einziehung der Felder erst bei der endgültigen Durchrechnung der Meßergebnisse herausgestellt hat, ist der wichtigste Grund, daß die früher geäußerten Hypothesen über die Mög-

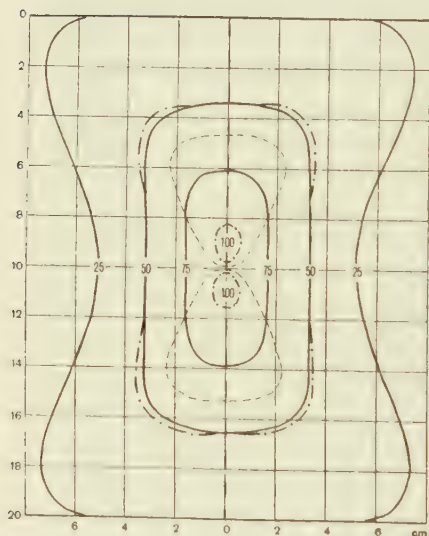


Abb. 25

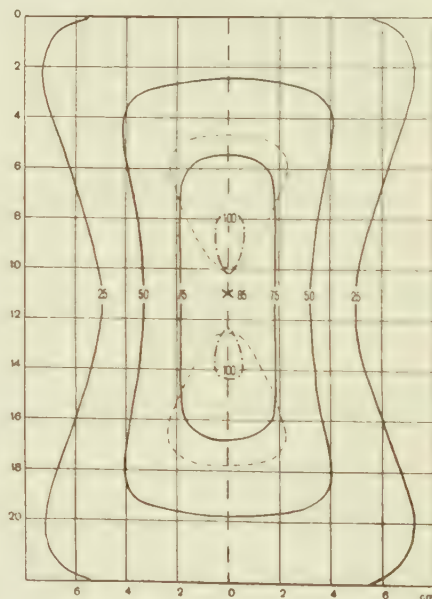


Abb. 26

Abb. 25. Summenisodosen im Wasser bei zweiseitiger Bestrahlung:

Hfbl. 6 cm
Abst. T. 11,5 cm

Schichtdicke 20 cm
 $D_{\max} = 100\%$

Abb. 26. Summenisodosen im Wasser bei zweiseitiger Bestrahlung:

Hfbl. 6 cm
Abst. T. 11,5 cm

Schichtdicke 22,5 cm
 $D_{\max} = 100\%$

lichkeit des Aneinander- und Gegeneinandersetzens von Konvergenzfeldern ²⁷ nicht aufrecht erhalten werden können.

Eine Gegenüberstellung der Abbildungen 23 und 24 läßt erkennen, daß die kombinierte Standardisodosen nicht ohne weiteres auf die Verhältnisse im Becken übertragen werden können. Ob also die Methode, Wasserisodosen in einen Beckenquerschnitt einzuprojizieren, eine genügende Grundlage für ein therapeutisches Vorgehen bildet ⁵, ist auf Grund unserer Erfahrungen fraglich. Wie gezeigt, werden die günstigen relativen Tiefendosen der Konvergenzfelder infolge der hohen Knochenabsorption weitgehend illusorisch. Ferner hätten vor allem bei dicken und breit gebauten Frauen größere Abstandstabusse gewählt werden müssen, um zu vermeiden, daß die einzelnen Dosismaxima mehr in die gesunde Umgebung als in den Tumor selbst zu liegen kommen. Es hat auch wenig Zweck, von dorsal her Felder anzusetzen, die cranialwärts der Interspinallinie liegen, da die Strahlung von diesen Feldern aus durch kompakte Knochenmassen allzusehr geschwächt wird. Schon aus diesem Grunde ist man auch von Seitenfeldern abgegangen ⁶. Darüber hinaus kommen bei seitlicher Einstrahlung jene Hautgebiete, die wegen der starken Krümmung der Körperoberfläche gegenüber dem Tubusboden Abstand haben, zwangsläufig in Zonen höherer Dosis, zumal die Isodosen seitlich zur Oberfläche hin verzogen werden (*Wachsmann*).

Bei Verwendung anderer Herdfeldblenden und Abstandstabusse, z. B. 6 und 11,5 cm, ergeben sich sinngemäß die gleichen Änderungen der Dosisverteilung (Abb. 25, 26) wie in unseren Kombinationsfällen. Das Herdgebiet ist sehr inhomogen ausgestrahlt; die möglichen Gefahren von Dosispitzen brauchen nicht erneut angeführt zu werden. Die Breite des Herdfeldes, bezogen auf das bei Überlagerung entstehende Dosismaximum, beträgt bei Beschränkung auf je ein dorsales und ventrales Einfallsfeld etwa 3,5 cm. Im knöchernen Becken werden die Dosisverhältnisse jedoch weit ungünstiger sein. Die relative OD nimmt beim Zusammensetzen von Feldern insbesondere dann, wenn große Herdfeldblenden benutzt werden, ungleich stärker zu als die relative Felddbreite.

Abschließend werden die wesentlichen Punkte, die gegen eine Verwendung des Konvergenzstrahlers im Beckenbereich sprechen, kurz zusammengefaßt:

1. In den vorliegenden Untersuchungen hat sich gezeigt, daß die im Wasserphantom ermittelten Isodosen des Konvergenzstrahlers, insbesondere die Lage des Dosismaximums, durch den absorbierenden

Einfluß der Beckenknochen ungünstig verändert werden. Dies ist eine Folge des relativ kleinen Kegelwinkels von 72° , durch den der Konvergenzstrahler eine so außerordentlich große Empfindlichkeit bezüglich der Lage des Dosismaximums erhält. Bereits durch kleine Änderungen der Feldgröße, der Strahlenqualität, des Volumens des bestrahlten Körpers sowie durch die vom Wasserphantom abweichenden Absorptionsverhältnisse im Körper werden merkliche Änderungen im Isodosenverlauf verursacht.

2. Ferner zeigen die Untersuchungen, daß die so attraktiv wirkenden, rotationssymmetrischen im Wasserphantom gewonnenen Isodosenbilder nur eine fiktive Bedeutung haben. Eine schablonenmäßige Handhabung vermag schon bei *einem* eingestrahltten Feld, geschweige denn bei Summation zweier oder mehrerer Felder, die wirkliche Dosisverteilung im Beckenbereich gar nicht mehr wiederzugeben. Wie in den Isodosenbildern gezeigt werden konnte, sind die Isodosen dann nicht mehr rotationssymmetrisch und es muß damit gerechnet werden, daß die Richtung der Isodosenverzerrung durch die Lage der schattengebenden Knochen relativ zur Einstellrichtung bzw. zum Konvergenzpunkt bestimmt wird. Dies hat zur Folge, daß selbst eine relativ kleine Verschiebung der Einstellrichtung den im Wasser ermittelten Isodosenverlauf im Einzelfall erheblich ändert: damit ist im Ganzen gesehen der Einfluß des Knochens auf die Isodosen unberechenbar.

3. Keineswegs tragbar erscheint der von *Schmidt-Elmendorff* und *Dibbelt*²⁶ zur Umgehung dieser Schwierigkeiten eingeschlagene Weg zu sein, die vorhandene unzulängliche Dosisverteilung im Beckenbereich einfach zu ignorieren. Durch die Definition des 100 %-Bereiches als die im Wasserphantom ohne Knochen und ohne Abdeckung ermittelte maximale Tiefendosis des einzelnen Feldes, hat eine auf dieser Grundlage mit 100 % bezeichnete Isodose keinen physikalischen und wohl kaum noch einen therapeutischen Sinn. Eine solche, an die äußeren Isodosen angeschlossene «100 %-Isodose» täuscht eine ideale Dosisverteilung vor, die zwar überzeugend wirkt, jedoch – wie die vorgelegten Messungen zeigen – keinerlei Realität besitzt. Nach den eigenen Messungen verläuft die «100 %-Isodose» von *Dibbelt* etwa im Bereich zwischen der 70 %- und 80 %-Isodose. In dem von *Dibbelt* bei Einstrahlung über zwei gegenüberliegende Felder mit 100 % umschriebenen Bereich muß also eine Überdosierung von 20 % bis 30 % zwangsläufig vorhanden sein. Andererseits wird durch die von uns beobachtete Ausbildung zweier Dosismaxima, die

Dibbelt^{7, 26} ja ebenfalls ausspricht und durch Kompression des Patienten-Durchmessers zu verhindern versucht, diese Überdosierung auf zwei peripher zum eigentlichen Bestrahlungszentrum liegende Bereiche konzentriert. Es entsteht damit die latente Gefahr, daß in dieser Dosislücke der Anschluß an die Isodosen des intrazervikalen Radiums nicht mehr hinreichend gesichert werden kann und daher bei Anwendung des Konvergenzstrahlers hier in diesem Gebiet mit einer Unterdosierung, d. h. mit Rezidiven zu rechnen ist.

4. Die nach den Untersuchungen von *Maurer*¹⁸⁻²¹, *Maurer* und *Stütz*²² und *Spechter*^{29, 30} mögliche Umgehung dieser Schwierigkeiten durch Verwendung der Pendelkonvergenz³⁹ anstelle der Spiralkonvergenz lassen die nach unserer Ansicht gewichtigen Gründe gegen eine Verwendung des Konvergenzstrahlers im Beckenbereich noch bedeutungsvoller erscheinen.

Zusammenfassung

Die Röntgenzusatzbestrahlung gynäkologischer Tumoren ist ein Problem insbesondere der Dosisverteilung. Systematische Messungen in einem Beckenringphantom mit einer kleinen Meßkammer bei bestimmter Feldanordnung unter Verwendung der Herdfeldblenden 2 cm, 3 cm und 4 cm und des Abstandstabus 9 cm ergeben:

1. Die Meßresultate sind weitgehend von der Größe der benutzten Meßkammer und insbesondere von der Knochenabsorption abhängig.

2. Die Standardisodosen werden bei der vorhandenen Röhrenspannung von 200 kV durch Knocheneinflüsse unberechenbar verzerrt.

3. Das Kerngebiet rückt zur Oberfläche und zum Knochen hin und wird erheblich kleiner; um so mehr, je stärker es ausgeblendet und durch Knochen «verschattet» ist.

4. Die früher angegebenen Dosisverhältnisse bei Kombination mehrerer Konvergenzfelder konnten durch die neueren Untersuchungen nicht bestätigt werden. Die Entstehung von Dosispitzen in inhomogenen Herdfeldern und nicht unbeträchtliche Überschneidungen im gesunden Gewebe bilden Gefahrenpunkte, die nicht unterschätzt werden dürfen.

5. Es werden einzelne Ursachen für dieses «Verhalten» der Isodosen am Konvergenzstrahler diskutiert.

Summary

The supplementary X-ray therapy of gynaecological tumours is mainly a problem of dose distribution. Systematic measurements on a pelvic phantom, with a small dose chamber and a definite field distribution, using diaphragms of 2 cm., 3 cm., and 4 cm., and an applicator of 9 cm. distance, show:

- (1) The figures measured depend to a large extent on the size of the dose chamber, and particularly on the bone absorption.
- (2) The normal isodose curves of 200 kV. are, through this bone factor, deformed in a rather unpredictable way.
- (3) The region of maximum dose moves to the surface and to the bone, and becomes much smaller; the more so if a smaller diaphragm is used, or if a larger amount of bone is interposed.
- (4) The new measurements did not confirm the previously stated dose distributions of combined multiple converging fields. The formation of high spots in non-homogeneous tumour areas, and the not inconsiderable overlaps in normal tissues are danger points, which cannot be neglected.
- (5) Various causes for this behaviour of isodose curves in converging therapy are discussed.

Résumé

Etude de la répartition de la dose dans le petit bassin irradié avec l'appareil de roentgentherapie convergente Siemens avec les localisateurs de champs 2, 3, 4 et le grand localisateur de distance 9.

- Les mesures dépendent de la taille de la chambre d'ionisation et surtout de l'absorption osseuse.
- Les courbes isodoses standardes sont très déformées par suite de l'absorption osseuse.
- Le centre de la courbe isodose (maximum de dose) se rapproche de la surface et de l'os et son volume devient plus petit, ceci d'autant plus que la couche d'os à traverser est plus importante.
- Les courbes isodoses théoriques obtenues par combinaison de plusieurs champs ne correspondent pas avec les courbes isodoses obtenues par mesures expérimentales.

Il faut signaler en particulier l'existence de maximum de doses

dangereux en certains endroits ainsi que des recoupements en tissu sain qui ne doivent pas être négligés.

— Les raisons des modifications des courbes isodoses mesurées par rapport aux courbes théoriques sont discutées.

Literaturverzeichnis

- ¹ Barth, G.: Radiologia Austria 4, 27, 1951. — ² Ders.: Strahlenther. 87, 243, 1952. — ³ Bischoff, K.: Strahlenther. 81, 365, 1950. — ⁴ Bomke, H.: Strahlenther. 86, 345, 1952. — ⁵ Dibbelt, L.: Strahlenther. 95, 49, 1954. — ⁶ Ders.: Strahlenther. 95, 49, 1954. — ⁷ Ders.: Strahlenther. Sdbd. 35, 56 (1956). — ⁸ du Mesnil de Rochemont, R.: Röntgenpraxis 15 und 16 (1943–1944). — ⁹ Ders.: Strahlenther. 95, 9, 1954. — ¹⁰ Dyroff, R., und A. Siegert: in Seitz-Amreich: «Biologie und Pathologie des Weibes», Urban & Schwarzenberg, Berlin-München 1955. — ¹¹ Eymmer, H.: in Seitz-Amreich: «Biologie und Pathologie des Weibes», Bd. 4, 270, 1953. — ¹² Fetzer, H., und L. Keller: Strahlenther. 94, 586, 1954. — ¹³ Flatman, G. E., und R. E. Ellis: Brit. J. Radiol. 29, 146, 1956. — ¹⁴ Holthusen, H.: in Haenisch-Holthusen und Liechti: «Einführung in die Röntgenologie», Thieme, Stuttgart 1951. — ¹⁵ Hubacher, O.: Radiologia Clinica 22, 478, 1953. — ¹⁶ Kallert, H.-J.: Radiol. clin. 26, 38, 1956. — ¹⁷ Kepp, R. K., und J. Bäumer: Strahlenther. 90, 108, 1953. — ¹⁸ Maurer, H.-J.: Strahlenther. 97, 133, 1955. — ¹⁹ Ders.: Radiol. clin. 24, 230, 1955. — ²⁰ Ders.: Geburtsh. u. Frauenheilk. 15, 1006, 1955. — ^{21a} Ders.: Strahlenther. Sdbd. 35, 68, 1956. — ^{21b} Ders.: J. Ind. Med. Ass. 87, 123, 1956. — ²² Ders. und G. Stütz: Strahlenther. 99, 417, 1956. — ²³ Meyer, H.: Strahlenther. Sonderband 23, 1939. — ²⁴ Ders. und K. Matthes: «Die Strahlentherapie», Thieme, Stuttgart 1949. — ²⁵ Nielsen, J., und B. Jorgsholm: Strahlenther. 95, 41, 1954. — ²⁶ Schmidt-Elmendorff, H. R., und L. Dibbelt: Geburtsh. u. Frauenheilk. 16, 367, 1956. — ²⁷ Siegert, A., und Ph. Müller: Strahlenther. 93, 447, 1954. — ²⁸ Smithers, D. W.: Strahlenther. 95, 79, 1954. — ²⁹ Spechter, H.-J.: Strahlenther. Sdbd. 35, 74, 1956. — ³⁰ Ders.: Habil.-Schrift Tübingen 1956. — ³¹ Ders.: Strahlenther., im Druck. — ³² Spiers, F. W.: Brit. J. Radiol. 19, 52, 1946. — ³³ Stoeckel, W.: «Lehrbuch der Gynäkologie», Leipzig 1952. — ³⁴ Teschendorf, W.: Fortschr. Röntgenstr., Beih. zu Bd. 76, 29, 1952. — ³⁵ Pfarschner, W.: Das Deutsche Gesundheitswesen 8, 298, 1955. — ³⁶ Vogt, A.: Strahlenther. 84, 97, 1951. — ³⁷ Wachsmann, F., und G. Barth: «Die Bewegungsbestrahlung», Thieme, Stuttgart 1953. — ³⁸ Wachsmann, F., und K. Rossmann: Strahlenther. 87, 243, 1952. — ³⁹ Wichmann, H.: Fortschr. Röntgenstr. 82, 357, 1955.

LEBENS LAUF

Am 8. Dezember 1925 wurde ich als 3. Sohn des Stud.-Prof. Philipp Müller und dessen Ehefrau Gisela, geb. Hemmer, in Fürth/Bay. geboren.

Von 1932—1936 besuchte ich die Volksschule, von 1936—1943 das hum. Gymnasium in Fürth. Darnach Einberufung zur Wehrmacht. Ende 1949 Heimkehr aus russischer Kriegsgefangenschaft.

1950 ergriff ich das Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen, an der ich 1954 das zahnmedizinische Staatsexamen ablegte.

